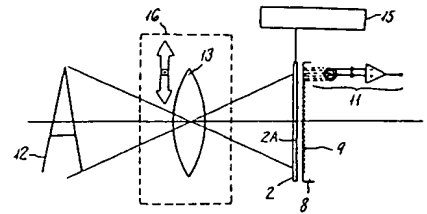


(54) **EDGE EXTRACTING APPARATUS**

(11) 4-128604 (A) (43) 30.4.1992 (19) JP
 (21) Appl. No. 2-249290 (22) 19.9.1990
 (71) RICOH CO LTD (72) TOSHIO INADA
 (51) Int. Cl⁵: G01B11/00, G06F15/70

PURPOSE: To extract edges of high space frequency surely by carrying out relative displacement of an objective image and eye-cell element array by a displacement means by moving an image forming optical system toward rectangular direction to an optical axis.

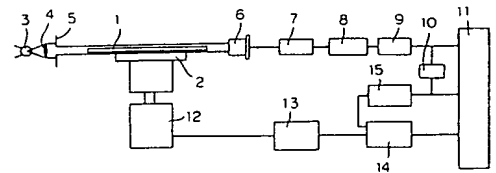
CONSTITUTION: The facing distance of a diffusion plane 2A of a diffusion plane part 2 and eye-cell element arraying plane 9 is made to be adjustable by moving the diffusion plane part 2 rightward and leftward in the figure by a distance adjusting means 15. An image forming optical system 13 forms the image of an object 12 as an object image on the diffusion plane 2A. When the space frequency of the edges to be extracted is high (at this time the distance adjusting means 15 sets the distance of the diffusion plane 2A and the eye-cell element array plane to be sufficiently narrow), a displacement means 16 moves the image-forming optical system 13 swingingly upward and downward in the figure and in the direction rectangular to the figure plane with a pitch of the eye-cell element array. Consequently, edges of the object image can be extracted as an array set of the eye-cell element which send swinging outputs.

(54) **ORIENTATION FLAT DETECTING APPARATUS**

(11) 4-128605 (A) (43) 30.4.1992 (19) JP
 (21) Appl. No. 2-251490 (22) 19.9.1990
 (71) NIDEK CO LTD (72) TAKESHI ODA(1)
 (51) Int. Cl⁵: G01B11/26, G01D5/26, H01L21/68

PURPOSE: To detect the position of an orientation flat of a wafer easily by rotating the wafer having the orientation flat on a rotary axis.

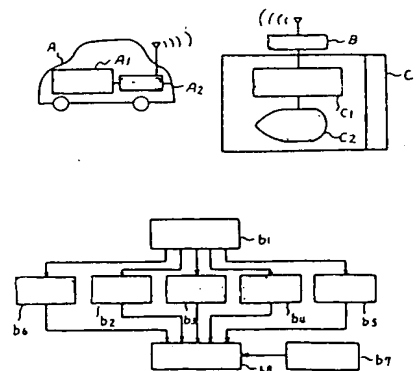
CONSTITUTION: While the circle center of a glass wafer 1 which is conveyed is agreed with the rotary center of a rotary stage 2 by an apparatus not shown in the figure, the glass wafer is vacuum-adsorbed to the rotary stage 2, and kept horizontally and in freely rotatable condition. A microcomputer 11 rotates and drives a motor 12 by a constant angle through a motor driving drive 13. Consequently, the glass wafer 1 held by the rotary stage 2 is also rotated by a constant angle. Address counter 15 is added with every rotation by a constant angle. Signals from a photoreceptor device 6 with this timing are amplified by a pre-amplifier 7, converted into digital signals by an A/D converter 8, and recorded on a latch 9. The recorded data is written down in a memory 10 and processed by the microcomputer 11. In this case, at the time the quantity of the photoreception is the maximum, the rotary angle determines the position of the orientation flat.

(54) **MOVING BODY DISPLAYING METHOD FOR MOVING BODY LOCATION CONTROL SYSTEM**

(11) 4-128606 (A) (43) 30.4.1992 (19) JP
 (21) Appl. No. 2-247604 (22) 19.9.1990
 (71) HITACHI LTD(1) (72) MASANORI HASEGAWA(1)
 (51) Int. Cl⁵: G01C21/00, G08G1/13

PURPOSE: To carry out display efficiently by displaying the present location, the running location, the speed, the moving body proper names, and active states as one symbol.

CONSTITUTION: Data of a moving body transmitted from the moving body A to a display processing apparatus C in the center side through wireless apparatus A2, B is saved in a processing block, a moving body data area b1, in a display apparatus. After that, in a co-ordinate exchange block b2, the location data (latitude, longitude; absolute co-ordinate data indicating the present location of the moving body) of the moving body is taken out of the moving body data area b1 and co-ordinate conversion into a geographical co-ordinate system is carried out. Next, in the block b3, the running direction data is taken out of the block b1 and converted into the data of the direction on a map after direction conversion computing process is carried out. In the block b5, the prescribed display color corresponding to an active state (in the case of taxicab; yellow = empty car, red = customer-riding car, blue = car on-way for picking up) is determined according to the active state taken out of the block b1. Then, in the block b6, the display position is determined using the drawer for the proper name of the moving body taken out of the block b1, for example car number 125.



C₁: display processing apparatus, C₂: display apparatus.
 b₁: speed symbol conversion, b₂: map display, b₃: moving body's location display

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平4-128604

⑬ Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成4年(1992)4月30日

G 01 B 11/00
G 06 F 15/70

C 7625-2F
A 9071-5L

審査請求 未請求 請求項の数 5 (全6頁)

⑮ 発明の名称 エッジ抽出装置

⑯ 特 願 平2-249290

⑰ 出 願 平2(1990)9月19日

⑱ 発 明 者 稲 田 俊 生 東京都大田区中馬込1丁目3番6号 株式会社リコー内
⑲ 出 願 人 株 式 会 社 リ コ ー 東京都大田区中馬込1丁目3番6号
⑳ 代 理 人 弁 理 士 樺 山 亨 外1名

明 細 書

発明の名称

エッジ抽出装置

特許請求の範囲

1. 対象画像のエッジを抽出する装置であって、
中心受光素子とこれを囲繞するように設けられた周辺受光素子により構成される視細胞素子と、
上記中心・周辺受光素子の出力を所定の増幅比に増幅する1対の増幅器と、これら増幅器の夫々の出力に基づき中心受光素子と周辺受光素子の増幅出力差を演算出力する演算器とを1単位とし、上記視細胞素子を密接して2次元的に配列してなる視細胞素子アレイと、

この視細胞素子アレイの視細胞素子配列面に拡散面を近接対向して配備される拡散面部材と、

対象物の像を対象画像として上記拡散面部材の拡散面上に結像させる結像光学系と、

上記拡散面部材の拡散面と上記視細胞アレイの視細胞素子配列面との間隔を変化させる間隔調整手段と、

上記対象画像と視細胞素子アレイとを視細胞素子配列面内で視細胞素子の配列ピッチ分だけ直交2方向へ相対的に変位させる変位手段とを有することを特徴とするエッジ抽出装置。

2. 請求項1に於いて、

変位手段による対象画像と視細胞素子アレイとの相対的な変位が振動的に行われることを特徴とするエッジ抽出装置。

3. 請求項1または2に於いて、

変位手段による対象画像と視細胞素子アレイとの相対的な変位が、結像光学系を光軸に直交する方向へ変位させることにより行われることを特徴とするエッジ抽出装置。

4. 請求項1または2に於いて、

変位手段による対象画像と視細胞素子アレイとの相対的な変位が、視細胞素子アレイを視細胞素子配列面方向へ変位させることにより行われることを特徴とするエッジ抽出装置。

5. 請求項1または2に於いて、

変位手段による対象画像と視細胞素子アレイと

の相対的な変位が、結像光学系と視細胞素子アレイとを一体として、結像光学系光軸に直交する方向へ変位させることにより行われることを特徴とするエッジ抽出装置。

発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明はエッジ抽出装置に関する。この装置は人工視覚装置に利用できる。

〔従来の技術〕

対象画像のエッジを抽出する方法として、「対象物の像を対象画像として拡散面上に結像させ、拡散面に近接対向させて配備した視細胞素子アレイの個々の視細胞素子からの出力の有無によりエッジ抽出を行う」方法が提案されている。

本発明はこのようなエッジ抽出方式に関連するので以下に、上記エッジ抽出方式に就き簡単に説明する。

第2図(a)を参照すると、図に於いて符号2は拡散面部材を示している。拡散面部材2は薄い板状であって図で下方に向いた面は拡散面2Aとなつ

構成する。

このように視細胞素子とこの視細胞素子に連なる視神経素子とを1単位とし、視細胞素子を2次元的に密接して配列したものを視細胞素子アレイと称する。第2図(a)で符号9は視細胞素子アレイの視細胞素子配列面を示している。拡散面部材2はその拡散面2Aを視細胞素子配列面9に近接対向させて配備される。

今、拡散面部材2における拡散面2Aが至る所均一な照度に照明された状態を考える。増幅器5、6の増幅率はこの状態に於いて演算器7の出力が0になるように調整される。

図示されない対象物の像は図示されない結像光学系により拡散面2A上に対象画像として結像される。すると拡散面2Aの各部は対象画像の光強度に応じた光を視細胞素子配列面9に向かって拡散させる。各視細胞素子を構成する中心受光素子・周辺受光素子は拡散面からの拡散光を受光すると受光量に応じた信号を出力するが視細胞素子に連結した演算器から出力が生じるのは、上記視細胞素

子に於いて受光する拡散光強度が視細胞素子内で変化している場合のみであり、従って視細胞素子アレイに於いて出力を出している演算器に応じた視細胞素子の集合を2次元的に捉えると対象画像の輪郭即ち対象画像のエッジが検出できることになる。

第2図(a)に於いて符号3は中心受光素子、符号4は周辺受光素子を示す。中心受光素子3はこの図の例では円形状であり、周辺受光素子4は円環形状であって中心受光素子3に対して同心円をなすように配備されている。中心受光素子3と周辺受光素子4とは対となって視細胞素子を構成する。

なお視細胞素子は、例えば9個の正方形の受光素子を密接して3行3列に配列し、中心の1個を中心受光素子、その周囲の8個の受光素子を周辺受光素子とするなど種々の形態が可能である。

中心受光素子3の出力は増幅器5により増幅されるようになっており、周辺受光素子4の出力は増幅器6により増幅されるようになっている。

増幅器5、6の出力は演算器7により差分演算される。増幅器5、6及び演算器7は、中心受光素子3と周辺受光素子4とにより構成された視細胞素子に連なる視神経素子とでも呼ぶべきものを

子において受光する拡散光強度が視細胞素子内で変化している場合のみであり、従って視細胞素子アレイに於いて出力を出している演算器に応じた視細胞素子の集合を2次元的に捉えると対象画像の輪郭即ち対象画像のエッジが検出できることになる。

視細胞素子アレイに於ける演算器からの出力の特性を見るために、拡散面上に光を微小なスポットにして結像させ、このスポットを視細胞素子の中心を通る直線(X方向とする)に沿って移動させて見ると、スポットのX座標と視細胞素子の中心・周辺受光素子の出力 α 、 β は第2図(b)に示すようになる。正確には α 、 β は増幅器により増幅された値であり、演算器の出力が α 、 β の差になる所から β にはマイナスの重みを付けて示してある。従って第2図(b)に於いて $\alpha + \beta$ は演算器の出力になる。

α 、 β 、 $\alpha + \beta$ の振る舞いは、視細胞素子配列面9と拡散面2Aとの間隔 D_0 により異なる。即ち、第2図(c)に示すように間隔 D_0 がより大きくなる

と α 及び $\alpha + \beta$ の山形が緩やかになる。逆に間隔 D_0 が小さく成る程、 α 及び $\alpha + \beta$ の山形がより急峻になることは容易に理解されるであろう。

ところで一般に、拡散面上に結像される対象画像は種々の空間周波数を含んでいる。この場合、第2図(b)(c)に即して説明したことから、より高い空間周波数のエッジを抽出するためには、視細胞素子配列面と拡散面との間隔 D_0 をより小さくすべきであることが直感的に理解されよう。

事実、対象画像におけるエッジの空間周波数に対するエッジ抽出感度は間隔 D_0 に依存して変化し、 D_0 の増大に伴い低い空間周波数を持つエッジの抽出感度が相対的に高くなる。第3図はこの事情を示している。視細胞素子1個の直径を R とし、上記間隔 D_0 を、 $(1/4)R$ 、 $(3/4)R$ 、 $(5/4)R$ 、 $2R$ と順に大きくしてみると、感度が最大となる空間周波数の値は第3図(a)(b)(c)(d)の順に小さくなっているのが分かる。

〔発明が解決しようとする課題〕

さて、本発明が問題としているのは、上記の如

きエッジ抽出方式に於いて抽出すべきエッジの空間周波数が高い場合である。抽出すべきエッジの空間周波数が高い場合には前述のように間隔 D_0 を小さくすれば良いが、このように D_0 を極めて小さくした場合には、視細胞素子配列面上における、エッジに対応した光強度の変化が一つの視細胞内でのみ生じている状態が出来る。

第4図を参照すると、符号 S_{i-1} 、 S_i 、 S_{i+1} は互いに隣接する視細胞素子を示している。

図に示すように視細胞素子 S_i の部分に鋭い、即ち空間周波数の極めて高いエッジEGがあり、エッジEGの左側は均一な光強度、右側は暗部として考えてみると視細胞素子 S_{i-1} は均一な光照射を受けるから出力を出さないし、視細胞素子 S_{i+1} は光を受けないから出力を出さない。

また視細胞素子 S_i では、エッジ部分が素子を2分しているので中心受光素子の出力 α と周辺受光素子の出力 β が互いに相殺して出力0もしくは0に近い値になる。演算器の出力はノイズ除去のためにしきい値処理されるため、このような場合0

に近い出力は0として表される。このため第4図の場合、実際には視細胞素子 S_i の位置にエッジEGが存在するにも拘らずエッジEGは抽出されない。

このようにエッジEGの位置に位置しているにも拘らず、エッジを抽出しない視細胞素子を視細胞素子アレイに於ける「抜け目」と称する。

本発明の目的は、このような「抜け目」を生ずることなく高空間周波数のエッジを確実に抽出できる新規なエッジ抽出装置の提供にある。

〔課題を解決するための手段〕

本発明のエッジ抽出装置は「対象画像のエッジを抽出する装置」であって、視細胞素子アレイと拡散面部材と結像光学系と間隔調整手段と変位手段とを有する。

「視細胞素子アレイ」は、中心受光素子とこれを囲繞するように設けられた周辺受光素子により構成される「視細胞素子」と、上記中心・周辺受光素子の出力を所定の増幅比に増幅する1対の増幅器と、これら増幅器の夫々の出力に基づき中心受光素子と周辺受光素子の増幅出力差を演算出力する

演算器とを1単位とし、上記視細胞素子を密接して2次元的に配列してなる。

視細胞素子や増幅器対、演算器は第2図に即して説明したようなものを利用できる。増幅器対を構成する2個の増幅器の一方をその出力が他方の出力の逆極性となるような極性反転増幅器とし、演算器を単なる加算器としても良い。

「拡散面部材」は、視細胞素子アレイの視細胞素子配列面に拡散面を近接対向して配備される。

「結像光学系」は、対象物の像を対象画像として拡散面部材の拡散面上に結像させる。

「間隔調整手段」は、拡散面部材の拡散面と視細胞アレイの視細胞素子配列面との間隔を変化させる。この間隔調整手段による「拡散面部材の拡散面と視細胞アレイの視細胞素子配列面との間隔」の調整により対象画像に於いて抽出したい空間周波数をもったエッジを選択的に抽出できる。

「変位手段」は、対象画像と視細胞素子アレイとを視細胞素子配列面内で視細胞素子の配列ピッチ分だけ直交2方向へ相対的に変位させる。

変位手段による「対象画像と視細胞素子アレイとの視細胞素子配列面内における変位」は、これを振動的に行っても良い(請求項2)。

また「変位手段による対象画像と視細胞素子アレイとの相対的な変位」は、「結像光学系を光軸に直交する方向へ変位させる」ことにより行なっても良いし(請求項3)、「視細胞素子アレイを視細胞素子配列面方向へ変位させる」ことにより行なっても良く(請求項4)、「結像光学系と視細胞素子アレイとを一体として、結像光学系光軸に直交する方向へ変位させる」ことにより行なっても良い(請求項5)。

[作 用]

第4図に戻って、エッジEGを例えば右方向へ視細胞素子の配列ピッチ分だけ変位させると視細胞素子 S_1 と S_{1+1} の出力が変化する。従って対象画像と視細胞素子アレイの相対変位により出力の変化する視細胞素子位置にはエッジが存在することになる。従って上記変位を直交2方向につき行えば第4図に示すような高い空間周波数のエッジ

との対向間隔は間隔調整手段15により拡散面部材2を図の左右方向へ移動させることにより調整できるようにになっている。

符号13で示す結像光学系は、対象物12の像を対象画像として拡散面2A上に結像する。

符号16は変位手段を示す。変位手段16は、抽出すべきエッジの空間周波数が高い場合(このとき間隔調整手段15は拡散面2Aと視細胞素子配列面の間隔を十分に小さく設定する)に、結像光学系13を図の上下方向及び図面に直交する方向へ視細胞素子の配列ピッチを振幅として振動的に変位させる。これにより振動的な出力を出す視細胞素子の配列集合として対象画像のエッジを抽出できる。

第1図(b)は請求項4の装置の実施例を示す。

煩雑を避けるため、混同の恐れがないと思われるものに就いては第1図(a)に於けると同一の符号を用いた。

第1図(b)の実施例では符号17が変位手段を示す。変位手段17は、抽出すべきエッジの空間周波数が高い場合に、視細胞素子アレイ8を図の上下

でも確実に抽出可能である。

その際、変位は1度だけでも良いが、変位を振動的に行うと、即ち第4図でエッジの位置を視細胞素子 S_1 の直径を振幅として行くと、視細胞素子 S_1 に連なる演算器から振動的な出力を時間的に継続して取り出すことができ以後の情報処理に好都合である。この場合、相対的な変位は以後の情報処理時間に比して十分に短い時間で出力振動が起こるように十分な高周波数で行うようにする。

[実施例]

以下、具体的な実施例を3例挙げる。

第1図(a)は請求項3の装置の実施例を示す。

符号2は第2図に於けると同じく拡散面部材、符号8は視細胞素子アレイを示す。符号9は視細胞素子配列面を示す。

また符号11は視細胞素子アレイの1単位を構成する視細胞素子と増幅器対と演算器の組み合わせを示す。これらは第2図に即して説明したのと同様のものである。

拡散面部材2の拡散面2Aと視細胞素子配列面9

方向及び図面に直交する方向へ視細胞素子の配列ピッチを振幅として振動的に変位させる。これにより振動的な出力を出す視細胞素子の配列集合として対象画像のエッジを抽出できる。

第1図(c)は請求項5の装置の実施例を示す。

この図に於いても混同の恐れがないと思われるものに就いては第1図(a)に於けると同一の符号を用いた。

第1図(c)の実施例では符号18が変位手段を示す。変位手段18は、抽出すべきエッジの空間周波数が高い場合に、結像光学系13と視細胞素子アレイ8とを一体として図の上下方向及び図面に直交する方向へ視細胞素子の配列ピッチを振幅として振動的に変位させる。これにより振動的な出力を出す視細胞素子の配列集合として対象画像のエッジを抽出できる。

[発明の効果]

以上、本発明によれば新規なエッジ抽出装置を提供できる。この装置は上記の如き構成となっているから、従来のエッジ抽出装置に於いて問題と

なっていた「抜け目」を生ずることなく対象画像のエッジを抽出することが可能である。

なお本発明の実施において、対象画像と視細胞素子アレイとを視細胞素子配列面内で視細胞素子の配列ピッチ分だけ直交2方向へ相対的に変位させる場合、変位が1度限りであると振動的であると問わず、「配列ピッチ分」とは厳密に配列ピッチに等しい変位である必要はなく、変位は実質的に配列ピッチに等しければ良い。即ち配列ピッチ分は「配列ピッチ程度」という意味である。

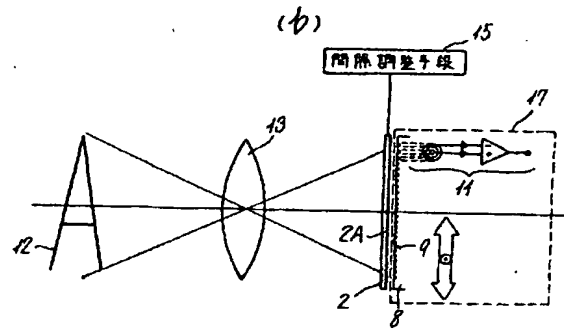
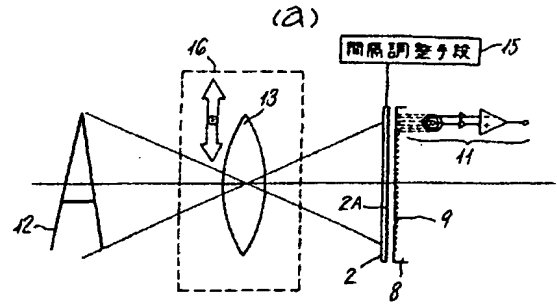
図面の簡単な説明

第1図は本発明の実施例を説明するための図、第2図および第3図は従来技術を説明するための図、第4図は本発明の課題を説明するための図である。

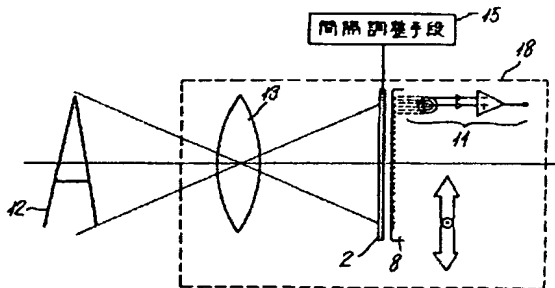
2...拡散面部材、8...視細胞素子アレイ、12...対象物、13...結像光学系、16,17,18...変位手段

代理人 樟 山 亨
本 多 章 悟

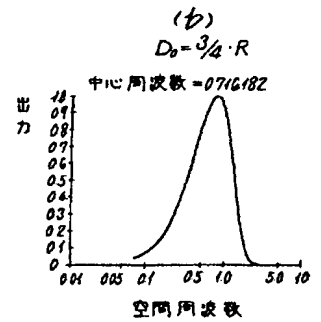
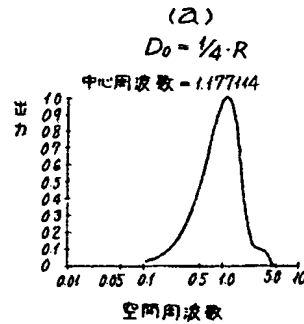
第1図



第1図
(c)



第3図



第4図

